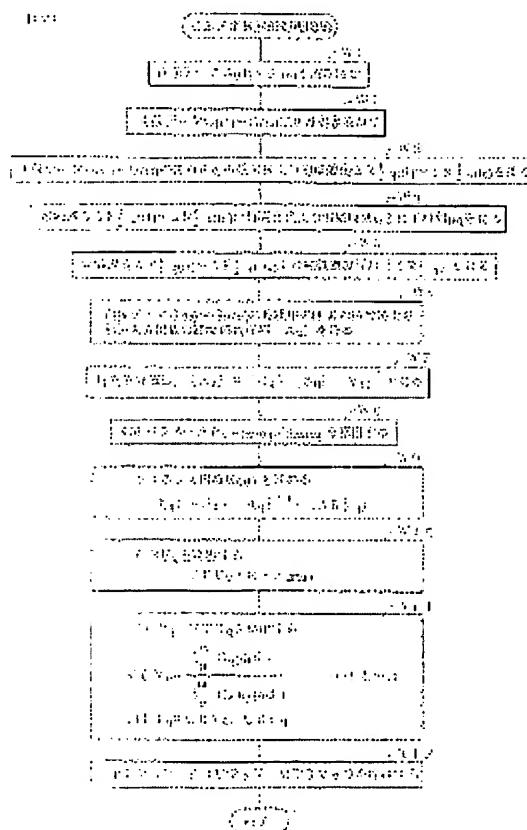


METHOD FOR QUANTITATIVE ANALYSIS OF CEREBRAL BLOOD FLOW AND DEVICE THEREFOR

Patent number: JP2004057812
Publication date: 2004-02-26
Inventor: ABE KIYOKO
Applicant: GE MED SYS GLOBAL TECH CO LLC
Classification:
- **international:** A61B5/055; G01R33/28
- **european:**
Application number: JP20030156083 20030602
Priority number(s): JP20030156083 20030602; JP20020161106 20020603

Abstract of JP2004057812

<P>PROBLEM TO BE SOLVED: To prevent overestimation and underestimation in a cerebral blood flow (CBF) quantitative rate. <P>SOLUTION: In computing the cerebral blood flow CBF_q with a given pixel (q), images acquired through a magnetic resonance perfusion weighted imaging approach (MR-PWI) are not employed (steps W4, W5 and W6) after a time when the effect of a contrast agent at the pixel (q) is lost. A corrective parameter P_q which differs pixel by pixel (q) is used (steps W8 and W9). Accordingly, the influence of a signal for a superfluous duration can be avoided, and the difference in tissues between pixels can be corrected. Thus accurate CBF quantitative values can be acquired to prevent overestimation and underestimation thereof. <P>COPYRIGHT: (C) 2004,JPO



Data supplied from the esp@cenet database - Worldwide

BEST AVAILABLE COPY

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2004-57812

(P2004-57812A)

(43) 公開日 平成16年2月26日(2004.2.26)

(51) Int.CI.⁷
A 61 B 5/05
G 01 R 33/28

F I
A 61 B 5/05 382
A 61 B 5/05 383
G 01 N 24/02 Y
G 01 N 24/02 B

テーマコード(参考)
4 C 0 9 6

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2003-156083(P2003-156083)
(22) 出願日 平成15年6月2日(2003.6.2)
(31) 優先権主張番号 特願2002-161106(P2002-161106)
(32) 優先日 平成14年6月3日(2002.6.3)
(33) 優先権主張国 日本国(JP)

(71) 出願人 300019238
ジーアー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー
アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・53188・ワウケシャ・ノース・グランドビュー・ブルバード・ダブリュー・7103000
(74) 代理人 100095511
弁理士 有近 神志郎
(72) 発明者 阿部 清子
東京都日野市旭ヶ丘4丁目7番地の127
ジーアー横河メディカルシステム株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】CBF定量解析方法および装置

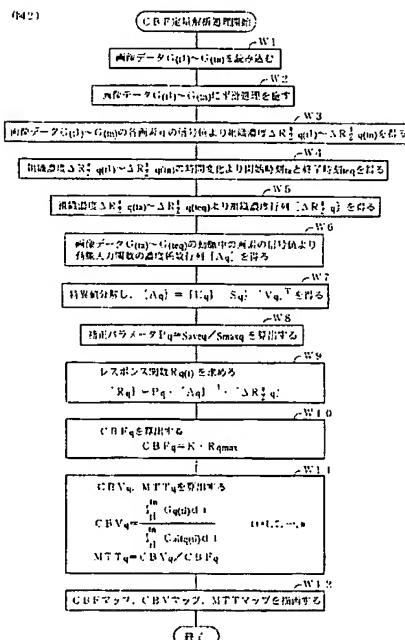
(57) 【要約】

【課題】CBF定量値の過大評価および過小評価を防ぐ

【解決手段】ある画素 q の脳血流量CBF q を算出するのに、当該画素 q における造影剤の影響が消失する時刻より後のMR-PWI画像は用いない(ステップW4、W5、W6)。画素 q ごとに異なる補正パラメータ P_q を用いる(ステップW8、W9)。

【効果】余分の期間の信号の影響が入らず、画素間の組織の差を補うことが出来る。よって、CBF定量値が正確になり、CBF定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来る。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

造影剤を用いて撮影した組織のMR-PWI画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2^* q$ を求める、各組織濃度 $\Delta R_2^* q$ の時間変化から各画素 q の造影剤の影響の消失時刻を求める、造影剤の影響の消失時刻より後のMR-PWI画像は当該画素 q の脳血流量CBF q を算出するのに用いないことを特徴とするCBF定量解析方法。

【請求項 2】

(1) 造影剤を用いると共にGRE系のEPI法により撮影した組織のMR-PWI画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ を得る。

(2) MR-PWI画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の各画素 q について組織濃度 $\Delta R_2^* q$
 $(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ を求める。
10

(3) MR-PWI画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の各画素 q についての組織濃度 $\Delta R_2^* q$
 $(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ のピークの立上り時刻の最も早い時刻を開始時刻 t_α とする。また、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ のピークが終わった時刻を終了時刻 $t_{e q}$ とする。ここで、 $t_1 \leq t_\alpha < t_{e q} \leq t_n$ である。

(4) 各画素 q についてMR-PWI画像 $G(t_\alpha) \sim G(t_{e q})$ の組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_\alpha) \sim \Delta R_2^* q(t_{e q})$ より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る。

(5) MR-PWI画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の動脈にとった関心領域中の画素 α の平均値を基にして各画素 q についての動脈濃度 $Caif q(t_\alpha) \sim Caif q(t_{e q})$ を求める、係数行列 $[A q]$ を求める。係数行列 $[A q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列である。
20

(6) 係数行列 $[A q]$ をSVD法で $[A q] = [U q] \cdot [S q] \cdot [V q]^T$ に分解する。行列 $[U q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[U q]^T \cdot [U q] = [I]$ (n 次単位行列)である。また、行列 $[S q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次対角行列であり、対角要素 $S_1 \geq S_2 \geq \dots \geq S_{e q} - \alpha + 1 \geq 0$ であり、 $S_1, S_2, \dots, S_{e q} - \alpha + 1$ は係数行列 $[A q]$ の特異値($[A q]^T \cdot [A q]$ の固有値の正平方根)である。行列 $[V q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[V q]^T \cdot [V q] = [V q] \cdot [V q]^T = [I]$ である。

(7) 逆行列 $[S q]^{-1} = diags(S_1^{-1}, S_2^{-1}, \dots, S_{e q} - \alpha + 1^{-1})$ を求める。ただし、 $diags()$ は対角行列を表し、 $S_i = 0$ のとき、 $S_i^{-1} = 0$ とする $(i = 1 \sim e q - \alpha + 1)$ 。
30

(8) 逆行列 $[A q]^{-1}$ を算出する。すなわち、 $[A q]^{-1} = [V q] \cdot [S q]^{-1} \cdot [U q]^T$ である。

(9) 係数行列 $[A q]$ の対角要素 $S_1, S_2, \dots, S_{e q} - \alpha + 1$ の平均値 $S_{ave q}$ と最大値 $S_{max q}$ を求める、さらに補正パラメータ $P q = S_{ave q} / S_{max q}$ を算出する。

(10) 画素 q のレスポンス関数行列 $[R q]$ を算出する。すなわち、 $[R q] = P q \cdot [A q]^{-1} \cdot [\Delta R_2^* q]$

(11) 画素 q の脳血流量CBF q を算出する。すなわち、 K を補正パラメータ、 $R q m \alpha \times$ をレスポンス関数行列 $[R q]$ の要素の最大値とするととき、 $CBF q = K \cdot R q m \alpha \times$
40

以上の(1)～(11)のステップを含むことを特徴とするCBF定量解析方法。

【請求項 3】

請求項2に記載のCBF定量解析方法において、 $CBV q = \int_{t_1}^{t_n} G q(t_i) dt / \int_{t_1}^{t_n} Caif q(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ により各画素 q の脳血液量CBV q を算出することを特徴とするCBF定量解析方法。

【請求項 4】

請求項3に記載のCBF定量解析方法において、 $MTT q = C B V q / C B F q$ により各画素 q の平均通過時間MTT q を算出することを特徴とするCBF定量解析方法。

【請求項 5】

請求項4に記載のCBF定量解析方法において、CBFマップ画像、MTTマップ画像、CBVマップ画像の少なくとも一つを作成することを特徴とするCBF定量解析方法。

【請求項6】

造影剤を用いて撮影した組織のMR-PWI画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2^* q$ を求める手段と、各組織濃度 $\Delta R_2^* q$ の時間変化から造影剤の影響の消失時刻を求める手段と、造影剤の影響の消失時刻に基づいてMR-PWI画像を選択する手段と、選択したMR-PWI画像を基に当該画素 q の脳血流量CBF q を算出する手段とを具備したことを特徴とするCBF定量解析装置。

【請求項7】

(1) 造影剤を用いると共にGRE系のEPI法により撮影した組織のMR-PWI画像G(t_1)~G(t_n)を得る手段。 10

(2) MR-PWI画像G(t_1)~G(t_n)の各画素 q について組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t_1)~ $\Delta R_2^* q$ (t_n)を求める手段。

(3) MR-PWI画像G(t_1)~G(t_n)の各画素 q についての組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t_1)~ $\Delta R_2^* q$ (t_n)のピークの立上り時刻の最も早い時刻を開始時刻 t_α とし、組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t_1)~ $\Delta R_2^* q$ (t_n)のピークが終わった時刻を終了時刻 $t_{e q}$ とする手段。ここで、 $t_1 \leq t_\alpha < t_{e q} \leq t_n$ である。

(4) 各画素 q についてMR-PWI画像G(t_α)~G($t_{e q}$)の組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t_α)~ $\Delta R_2^* q$ ($t_{e q}$)より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る手段。 20

(5) MR-PWI画像G(t_α)~G($t_{e q}$)の動脈に沿った関心領域中の画素 θ の平均値を基にして各画素 q についての動脈濃度 $C_{aif} q$ (t_α)~ $C_{aif} q$ ($t_{e q}$)を求める手段。係数行列 $[A q]$ を求める手段。係数行列 $[A q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列である。

(6) 係数行列 $[A q]$ をSVD法で $[A q] = [U q] \cdot [S q] \cdot [V q]^T$ に分解する手段。行列 $[U q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[U q]^T \cdot [U q] = [I]$ (n次単位行列)である。また、行列 $[S q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次対角行列であり、対角要素 $S_1 \geq S_2 \geq \dots \geq S_{e q} - \alpha + 1 \geq 0$ であり、 $S_1, S_2, \dots, S_{e q} - \alpha + 1$ は係数行列 $[A q]$ の特異値($[A q]^T \cdot [A q]$ の固有値の正平方根)である。行列 $[V q]$ は $(t_{e q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[V q]^T \cdot [V q] = [V q] \cdot [V q]^T = [I]$ である。 30

(7) 逆行列 $[S q]^{-1} = diags(S_1^{-1}, S_2^{-1}, \dots, S_{e q} - \alpha + 1^{-1})$ を求める手段。ただし、 $diags()$ は対角行列を表し、 $S_i = 0$ のとき、 $S_i^{-1} = 0$ とする($i = 1 \sim e q - \alpha + 1$)。

(8) 逆行列 $[A q]^{-1} = [V q] \cdot [S q]^{-1} \cdot [U q]^T$ を算出する手段。

(9) 係数行列 $[A q]$ の対角要素 $S_1, S_2, \dots, S_{e q} - \alpha + 1$ の平均値 S_{aveq} と最大値 S_{maxq} を求める、さらに補正パラメータ $P q = S_{aveq} / S_{maxq}$ を算出する手段。

(10) 画素 q のレスポンス関数行列 $[R q] = P q \cdot [A q]^{-1} \cdot [\Delta R_2^* q]$ を算出する手段。 40

(11) Kを補正パラメータ、 $R q_{max}$ をレスポンス関数行列 $[R q]$ の要素の最大値とするとき、画素 q の脳血流量CBF $q = K \cdot R q_{max}$ を算出する手段。

以上の(1)~(11)の手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置。

【請求項8】

請求項7に記載のCBF定量解析装置において、 $CBV q = \int_{t_1}^{t_n} G q(t_i) dt / \int_{t_1}^{t_n} C_{aif} q(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ により各画素 q の脳血液量CBV q を算出する手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置。

【請求項9】

請求項8に記載のCBF定量解析装置において、 $MTT q = CBV q / CBF q$ により各画素 q の平均通過時間MTT q を算出する手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置。 50

【請求項 10】

請求項 9 に記載の CBF 定量解析装置において、CBF マップ画像、MTT マップ画像、CBV マップ画像の少なくとも一つを作成する手段を具備したことを特徴とする CBF 定量解析装置。

【請求項 11】

請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の CBF 定量解析方法において、組織の MR-PWI 画像のうちの操作者が設定したスキップ領域に含まれる MR-PWI 画像内の複数画素の平均値からベースライン値 S_0 を求め、工コ一時間 TE とし MR-PWI 画像内のある画素 q の値を $g_q(t)$ として仮組織濃度 $P_{re} - \Delta R_2 * q(t) = -(1/TE) \cdot \ln(g_q(t)/S_0)$ を求め、 $P_{re} - \Delta R_2 * q(t)$ が急上昇する前の平坦領域を新スキップ領域とし、組織の MR-PWI 画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるが又は新スキップ領域に含まれる MR-PWI 画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求め、組織濃度 $\Delta R_2 * q(t) = -(1/TE) \cdot \ln(g_q(t)/S_0 q)$ を求ることを特徴とする CBF 定量解析方法。
10

【請求項 12】

請求項 6 から請求項 10 のいずれかに記載の CBF 定量解析装置において、前記各画素 q について組織濃度 $\Delta R_2 * q(t_1) \sim \Delta R_2 * q(t_n)$ を求める手段は、組織の MR-PWI 画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるが又は新スキップ領域に含まれる MR-PWI 画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求め、工コ一時間 TE とし MR-PWI 画像内のある画素 q の値を $g_q(t)$ として仮組織濃度 $P_{re} - \Delta R_2 * q(t) = -(1/TE) \cdot \ln(g_q(t)/S_0)$ を求め、 $P_{re} - \Delta R_2 * q(t)$ が急上昇する前の平坦領域を新スキップ領域とし、組織の MR-PWI 画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるが又は新スキップ領域に含まれる MR-PWI 画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求め、その新ベースライン値 $S_0 q$ を用いて組織濃度 $\Delta R_2 * q(t) = -(1/TE) \cdot \ln(g_q(t)/S_0 q)$ を求ることを特徴とする CBF 定量解析装置。
20

【発明の詳細な説明】

【0001】

30

【発明の属する技術分野】

本発明は、CBF (Cerebral Blood Flow: 脳血流量) 定量解析方法および装置に関し、更に詳しくは、CBF 定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来る CBF 定量解析方法および装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

従来、造影剤を用いて撮影した組織の MR-PWI (Magnetic Resonance - Perfusion Weighted Imaging) 画像から CBF 定量値を求める CBF 定量解析方法が知られている (非特許文献 1 ~ 5 参照。)。

【0003】

40

図 15 は、従来の CBF 定量解析方法の処理手順を示すフロー図である。

ステップ J1 では、造影剤を用いると共に GRE (Gradient Echo) 系の EPI (Echo Planar Imaging) 法のパルスシーケンスにより撮影した組織の MR-PWI (Magnetic Resonance - Perfusion Weighted Imaging) 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ を得る。MR-PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ は、例えば 1.4 秒間隔 ($\Delta t = 1.4$) で連続撮影した 85 フレーム ($n = 85$) の画像である。

【0004】

ステップ J2 では、MR-PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ に平滑処理を施し、ノイズ成分を抑制する。

50

【0005】

ステップJ8では、MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の各画素qについての信号値より組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ を求める。図16に、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ を概念的に示す。

なお、関数名に添字qを付けた場合、ある画素qについての当該関数の値を意味するものとする。

【0006】

ステップJ5では、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る。図17に、組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を示す。

【0007】

ステップJ6では、MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の動脈中に選んだ数点の画素についての信号値の平均値を基にして動脈濃度 $C_{aif}(t1) \sim C_{aif}(tn)$ を求め、動脈入力関数AIF(Arterial Input Function)の係数行列[A]を得る。図18に、動脈濃度 $C_{aif}(t1) \sim C_{aif}(tn)$ を概念的に示す。また、図19に、係数行列[A]を示す。係数行列[A]は、n次正方行列である。

10

【0008】

ステップJ7では、係数行列[A]をSVD(Singular Value Decomposition)法により特異値分解する。すなわち、 $[A] = [U] \cdot [S] \cdot [V]^T$ に分解する。行列[U]はn次正方行列であり、 $[U]^T \cdot [U] = [I]$ (n次単位行列)である。また、行列[S]はn次対角行列であり、対角要素 s_1, s_2, \dots, s_n は係数行列[A]の特異値($[A]^T \cdot [A]$ の固有値の正平方根)であり、 $s_1 \geq s_2 \geq \dots \geq s_n \geq 0$ である。図20に、行列[S]を示す。転置行列 $[V]^T$ はn次正方行列であり、 $[V]^T \cdot [V] = [V] \cdot [V]^T = [I]$ である。

20

【0009】

ステップJ9では、各画素qのレスポンス関数行列[Rq]を算出する。すなわち、 $[Rq] = [A]^{-1} \cdot [\Delta R_2^* q]$ である。逆行列 $[A]^{-1}$ は、 $[A]^{-1} = [V] \cdot [S]^{-1} \cdot [U]^T$ である。逆行列 $[S]^{-1}$ は、対角要素 $s_1^{-1}, s_2^{-1}, \dots, s_n^{-1}$ を持つn次対角行列である。ただし、 $s_i = 0$ のとき、 $s_i^{-1} = 0$ とする($i = 1 \sim n$)。

30

【0010】

ステップJ10では、各画素qの脳血流量CBFqを算出する。すなわち、Kを補正パラメータ、 Rq_{max} をレスポンス関数行列[Rq]の要素の最大値とすると、 $CBFq = K \cdot Rq_{max}$ である。

なお、補正パラメータKは、例えば太い血管の赤血球容積率をHLVとし、細い血管の赤血球容積率をHSVとし、脳密度をρとするとき、 $K = (1 - HLV) / ((1 - HSV) \cdot \rho)$ である。

【0011】

ステップJ11では、各画素qの脳血液量CBVqを算出する。すなわち、 $CBVq = \int_{t1}^{tn} Gq(t_i) dt / \int_{t1}^{tn} C_{aif}q(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ である。

40

さらに、各画素qの平均通過時間MTTqを算出する。すなわち、 $MTTq = CBVq / CBFq$ である。

【0012】

ステップJ12では、CBFマップ画像、MTTマップ画像、CBVマップ画像を作成し、描画する。

【0013】

図21は、従来の組織濃度算出処理手順を示すフロー図である。

ステップV1では、組織のMR-PWI画像内の複数画素(例えば全脳の画素)の平均信号強度 $S_{av}(t)$ を得る。図22に、平均信号強度 $S_{av}(t)$ を例示する。

50

ステップV2では、平均信号強度 $S_{AV}(t)$ の造影剤が入る前と思われる領域を操作者がスキップ領域Kとして設定する。図22に、スキップ領域Kを例示する。

ステップV3では、スキップ領域Kに含まれる平均信号強度 $S_{AV}(t)$ の平均値をベースライン値 S_0 とする。図22に、ベースライン値 S_0 を例示する。

ステップV7'では、エコー時間 TE とし、MR-PWI画像内のある画素 q の値を $\theta q(t)$ とするととき、次式により画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を求める。

$$\Delta R_2 * q(t) = - (1/TE) \cdot \ln \{\theta q(t) / S_0\}$$

図23に、画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を例示する。この画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を概念的に表した図が、図16である。

【0014】

10

【非特許文献1】

Katrin A. Rempp. Etc: Quantification of Regional Cerebral Blood Flow and Volume with Dynamic Susceptibility Contrast-enhanced MR Imaging: Radiology. Vol. 198: 637-641

【非特許文献2】

Leif Ostergaard. Etc: High Resolution Measurement of Cerebral Blood Flow using Intravascular Tracer Bolus Passage. Part 1: Mathematical Approach and Statistical Analysis: MRM. Vol. 36: 715-725

20

【非特許文献3】

Leif Ostergaard. Etc: High Resolution Measurement of Cerebral Blood Flow using Intravascular Tracer Bolus Passage. Part 2: Experimental Comparison and Preliminary Results: MRM. Vol. 36: 725-736

【非特許文献4】

椎野 彦. Etc: Dynamic Susceptibility contrast 法によるCBF定量化-AIF補正法: 日本磁気共鳴医学会雑誌 Vol. 31: 184

30

【非特許文献5】

宮地利明: DSC-MRIによる脳血流動態の測定: 日本放射線技術学会雑誌第58巻第1号 第58頁～第66頁

【0015】

40

【発明が解決しようとする課題】

従来のCBF定量解析方法では、CBF定量値の過大評価および過小評価を生じる問題点があった。

そこで、本発明の目的は、CBF定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来るCBF定量解析方法および装置を提供することにある。

【0016】

40

【課題を解決するための手段】

第1の観点では、本発明は、造影剤を用いて撮影した組織のMR-PWI画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q$ を求め、各組織濃度 $\Delta R_2 * q$ の時間変化から各画素 q の造影剤の影響の消失時刻を求め、造影剤の影響の消失時刻より後のMR-PWI画像は当該画素 q の脳血流量CBF q を算出するのに用いないことを特徴とするCBF定量解析方法を提供する。

造影剤の影響が現われる期間は、部位によって異なる。つまり、造影剤の影響が現われる期間は、全ての画素で同一ではない。しかし、従来のCBF定量解析方法では、どの画素

50

q の脳血流量 CBF q を算出するのにも、全ての MR - PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ を基にして求めた組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ および動脈濃度 $C_{\text{aif}}(t_1) \sim C_{\text{aif}}(t_n)$ を用いていた。このため、余分の期間の信号の影響が入り、CBF 定量値が不正確になっていた。

そこで、上記第 1 の観点による CBF 定量解析方法では、造影剤を用いて撮影した組織の MR - PWI 画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2^* q$ を求めた後、組織濃度 $\Delta R_2^* q$ の時間変化から各画素 q の造影剤の影響の消失時刻を求め、造影剤の影響の消失時刻より後の MR - PWI 画像は当該画素 q の脳血流量 CBF q を算出するのに用いないこととした。これにより、余分の期間の信号の影響が入らず、CBF 定量値が正確になり、CBF 定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来る。

10

【0017】

第 2 の観点では、本発明は、

(1) 造影剤を用いると共に GRE 系の EPI 法により撮影した組織の MR - PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ を得る。

(2) MR - PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の各画素 q について組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ を求める。

(3) MR - PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の各画素 q についての組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ のピークの立上り時刻の最も早い時刻を開始時刻 t_α とする。また、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_1) \sim \Delta R_2^* q(t_n)$ のピークが終わった時刻を終了時刻 t_{e9} とする。ここで、 $t_1 \leq t_\alpha < t_{e9} \leq t_n$ である。

20

(4) 各画素 q について MR - PWI 画像 $G(t_\alpha) \sim G(t_{e9})$ の組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_\alpha) \sim \Delta R_2^* q(t_{e9})$ より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る。

(5) MR - PWI 画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ の動脈にとった閑心領域中の画素 q の平均値を基にして各画素 q についての動脈濃度 $C_{\text{aif}} q(t_\alpha) \sim C_{\text{aif}} q(t_{e9})$ を求め、係数行列 $[A q]$ を求める。係数行列 $[A q]$ は $(t_{e9} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列である。

(6) 係数行列 $[A q]$ を SVD 法で $[A q] = [U q] \cdot [S q] \cdot [V q]^T$ に分解する。行列 $[U q]$ は $(t_{e9} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[U q]^T \cdot [U q] = [I]$ (n 次単位行列) である。また、行列 $[S q]$ は $(t_{e9} - t_\alpha + 1)$ 次対角行列であり、対角要素 $S_1 \geq S_2 \geq \dots \geq S_{e9} - \alpha + 1 \geq 0$ であり、 $S_1, S_2, \dots, S_{e9} - \alpha + 1$ は係数行列 $[A q]$ の特異値 ($[A q]^T \cdot [A q]$ の固有値の正平方根) である。行列 $[V q]$ は $(t_{e9} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[V q]^T \cdot [V q] = [V q] \cdot [V q]^T = [I]$ である。

30

(7) 逆行列 $[S q]^{-1} = d_i a s(S_1^{-1}, S_2^{-1}, \dots, S_{e9} - \alpha + 1^{-1})$ を求める。ただし、 $d_i a s()$ は対角行列を表し、 $s_i = 0$ のとき、 $s_i^{-1} = 0$ とする ($i = 1 \sim e9 - \alpha + 1$)。

(8) 逆行列 $[A q]^{-1}$ を算出する。すなわち、 $[A q]^{-1} = [V q] \cdot [S q]^{-1} \cdot [U q]^T$ である。

(9) 係数行列 $[A q]$ の対角要素 $S_1, S_2, \dots, S_{e9} - \alpha + 1$ の平均値 $S_{\text{ave}} q$ と最大値 $S_{\text{max}} q$ を求め、さらに補正パラメータ $P q = S_{\text{ave}} q / S_{\text{max}} q$ を算出する。

40

(10) 画素 q のレスポンス関数行列 $[R q]$ を算出する。すなわち、 $[R q] = P q \cdot [A q]^{-1} \cdot [\Delta R_2^* q]$ である。

(11) 画素 q の脳血流量 CBF q を算出する。すなわち、K を補正パラメータ、 $R q m_\alpha \times$ をレスポンス関数行列 $[R q]$ の要素の最大値とするととき、 $CBF q = K \cdot R q m_\alpha \times$ である。

以上の (1) ~ (11) のステップを含むことを特徴とする CBF 定量解析方法を提供する。

【0018】

造影剤の影響が現われる期間は、部位によって異なる。つまり、造影剤の影響が現われる

50

期間は、全ての画素で同一ではない。しかし、従来のCBF定量解析方法では、どの画素 q の脳血流量CBF q を算出するのにも、全てのMR-PWI画像 $G(t_1) \sim G(t_n)$ を基にして求めた組織濃度 $\Delta R_2 * q(t_1) \sim \Delta R_2 * q(t_n)$ および動脈濃度 $Cai_f(t_1) \sim Cai_f(t_n)$ を用いていた。このため、余分の期間の信号の影響が入り、CBF定量値が不正確になっていた。

そこで、上記第2の観点によるCBF定量解析方法では、造影剤を用いて撮影した組織のMR-PWI画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q$ を求めた後、組織濃度 $\Delta R_2 * q$ の時間変化から各画素 q の造影剤の影響の出現時刻 $t_{\alpha}q$ と造影剤の影響の消失時刻 $t_{\epsilon}q$ を求め、全画素で最も早い出現時刻を開始時刻 t_{α} とし、消失時刻 $t_{\epsilon}q$ を終了時刻 $t_{\epsilon}q$ とし、開始時刻 t_{α} から終了時刻 $t_{\epsilon}q$ の間のMR-PWI画像を用いて当該画素 q の脳血流量CBF q を算出することとした。これにより、余分の期間の信号の影響が入らず、CBF定量値が正確になる。

【0019】

さらに、上記第2の観点によるCBF定量解析方法では、補正パラメータ Pq を用いるため、次の作用がある。

(1) 画像のコントラストが急激に変化している組織(灰白質や血管など)では、補正パラメータ $Pq = S_{ave}q / S_{max}q$ が小さくなるので、CBFの過大評価を抑えることが出来る。

(2) 画像のコントラストがあまり変化しない組織(白質や脳室や病変組織など)では、補正パラメータ $Pq = S_{ave}q / S_{max}q$ が大きくなるので、CBFの過小評価を抑えることが出来る。

(3) 補正パラメータ Pq は画素 q ごとに異なるため、画素間における組織の差を補うことが出来る。

【0020】

第3の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析方法において、 $CBVq = \int_{t_1}^{t_n} Gq(t_i) dt / \int_{t_1}^{t_n} Cai_fq(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ により各画素 q の脳血液量CBV q を算出することを特徴とするCBF定量解析方法を提供する。

上記第3の観点によるCBF定量解析方法では、各画素 q の動脈濃度 $Cai_fq(t)$ から脳血液量CBV q を算出することが出来る。

【0021】

第4の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析方法において、 $MTTq = CBVq / CBFq$ により各画素 q の平均通過時間MTT q を算出することを特徴とするCBF定量解析方法を提供する。

上記第4の観点によるCBF定量解析方法では、各画素 q の脳血液量CBV q および脳血流量CBF q から平均通過時間MTT q を算出することが出来る。

【0022】

第5の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析方法において、CBFマップ画像、MTTマップ画像、CBVマップ画像の少なくとも一つを作成することを特徴とするCBF定量解析方法を提供する。

上記第5の観点によるCBF定量解析方法では、部位による脳血流量CBF、平均通過時間MTT、脳血液量CBVの差異を容易に視認することが出来る。

【0023】

第6の観点では、本発明は、造影剤を用いて撮影した組織のMR-PWI画像を基に各画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q$ を求める手段と、各組織濃度 $\Delta R_2 * q$ の時間変化から造影剤の影響の消失時刻を求める手段と、造影剤の影響の消失時刻に基づいてMR-PWI画像を選択する手段と、選択したMR-PWI画像を基に当該画素 q の脳血流量CBF q を算出する手段とを具備したことを特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

上記第6の観点によるCBF定量解析装置では、上記第1の観点によるCBF定量解析方法を好適に実施できる。

10

20

30

40

50

【0024】

第7の観点では、本発明は、

(1) 造影剤を用いると共にGRE系のEPI法により撮影した組織のMR-PWI画像G(t1)～G(tn)を得る手段。

(2) MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の各画素qについて組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t1)～ $\Delta R_2^* q$ (tn)を求める手段。

(3) MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の各画素qについての組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t1)～ $\Delta R_2^* q$ (tn)のピークの立上り時刻の最も早い時刻を開始時刻 $t\alpha$ とし、組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t1)～ $\Delta R_2^* q$ (tn)のピークが終わった時刻を終了時刻 teq とする手段。ここで、 $t1 \leq t\alpha < teq \leq tn$ である。

(4) 各画素qについてMR-PWI画像G(t α)～G(teq)の組織濃度 $\Delta R_2^* q$ (t α)～ $\Delta R_2^* q$ (teq)より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る手段。

(5) MR-PWI画像G(t α)～G(teq)の動脈にとった関心領域中の画素qの平均値を基にして各画素qについての動脈濃度 $Caifq$ (t α)～ $Caifq$ (teq)を求め、係数行列 $[Aq]$ を求める手段。係数行列 $[Aq]$ は $(teq - t\alpha + 1)$ 次正方行列である。

(6) 係数行列 $[Aq]$ をSVD法で $[Aq] = [Uq] \cdot [Sq] \cdot [Vq]^T$ に分解する手段。行列 $[Uq]$ は $(teq - t\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[Uq]^T \cdot [Uq] = [I]$ (n次単位行列)である。また、行列 $[Sq]$ は $(teq - t\alpha + 1)$ 次対角行列であり、対角要素 $S1 \geq S2 \geq \dots \geq Seq - \alpha + 1 \geq 0$ であり、 $S1, S2, \dots, Seq - \alpha + 1$ は係数行列 $[Aq]$ の特異値($[Aq]^T \cdot [Aq]$ の固有値の正平方根)である。行列 $[Vq]$ は $(teq - t\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[Vq]^T \cdot [Vq] = [Vq] \cdot [Vq]^T = [I]$ である。

(7) 逆行列 $[Sq]^{-1} = dias(S1^{-1}, S2^{-1}, \dots, Seq - \alpha + 1^{-1})$ を求める手段。ただし、 $dias()$ は対角行列を表し、 $s_i = 0$ のとき、 $s_i^{-1} = 0$ とする($i = 1 \sim eq - \alpha + 1$)。

(8) 逆行列 $[Aq]^{-1} = [Vq] \cdot [Sq]^{-1} \cdot [Uq]^T$ を算出する手段。

(9) 係数行列 $[Aq]$ の対角要素 $S1, S2, \dots, Seq - \alpha + 1$ の平均値 $Saveq$ と最大値 $Smaxq$ を求め、さらに補正パラメータ $Pq = Saveq / Smaxq$ を算出する手段。

(10) 画素qのレスポンス関数行列 $[Rq] = Pq \cdot [Aq]^{-1} \cdot [\Delta R_2^* q]$ を算出する手段。

(11) Kを補正パラメータ、 $Rqmax$ をレスポンス関数行列 $[Rq]$ の要素の最大値とするとき、画素qの脳血流量 $CBFq = K \cdot Rqmax$ を算出する手段。

以上の(1)～(11)の手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

上記第7の観点によるCBF定量解析装置では、上記第2の観点によるCBF定量解析方法を好適に実施できる。

【0025】

第8の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析装置において、 $CBVq = \int_{t1}^{tn} Gq(t_i) dt / \int_{t1}^{tn} Caifq(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ により各画素qの脳血液量 $CBVq$ を算出する手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

上記第8の観点によるCBF定量解析装置では、上記第3の観点によるCBF定量解析方法を好適に実施できる。

【0026】

第9の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析装置において、 $MTTq = CBVq / CBFq$ により各画素qの平均通過時間 $MTTq$ を算出する手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

上記第9の観点によるCBF定量解析装置では、上記第4の観点によるCBF定量解析方

10

20

30

40

50

法を好適に実施できる。

【0027】

第10の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析装置において、CBFマップ画像、MTTマップ画像、CBVマップ画像の少なくとも一つを作成する手段を具備したことを特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

上記第10の観点によるCBF定量解析装置では、上記第5の観点によるCBF定量解析方法を好適に実施できる。

【0028】

第11の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析方法において、組織のMR-PWI画像のうちの操作者が設定したスキップ領域に含まれるMR-PWI画像内の複数画素の平均値からベースライン値 S_0 を求め、工コ一時間 T_E としMR-PWI画像内のある画素 q の値を $\theta q(t)$ として仮組織濃度 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t) = -(1/T_E) \cdot \ln(\theta q(t)/S_0)$ を求め、 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t)$ が急上昇する前の平坦領域を新スキップ領域とし、組織のMR-PWI画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるか又は新スキップ領域に含まれるMR-PWI画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求め、組織濃度 $\Delta R_2 * q(t) = -(1/T_E) \cdot \ln(\theta q(t)/S_0 q)$ を求める特徴とするCBF定量解析方法を提供する。

従来は、画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を求めるのに用いるベースライン値 S_0 として、操作者が設定したスキップ領域 K での平均信号強度を採用していた。

しかし、異なる組織（動脈、白質、灰白質または静脈）に造影剤が入るタイミングはそれぞれ異なるため、一律に操作者が設定したスキップ領域 K での平均信号強度をベースライン値 S_0 とすると、異なる組織に造影剤が入るタイミングの異なりにより定量解析に誤差を生じる。また、操作者によりスキップ領域 K の設定にバラツキがあるため、これによっても定量解析に誤差を生じる。

そこで、上記第11の観点によるCBF定量解析方法では、操作者が設定したスキップ領域 K での平均信号強度をベースライン値 S_0 として従来と同様の処理で画素 q の仮組織濃度 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t)$ を求め、次に画素 q の仮組織濃度 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t)$ から当該画素 q に最適の新スキップ領域 K_q を求める、その新スキップ領域 K_q での平均信号強度を新ベースライン値 $S_0 q$ とし、その新ベースライン値 $S_0 q$ を用いて画素 q の組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を求めるようにした。

これにより、画素 q ごとに最適化した新ベースライン値 $S_0 q$ を用いるため、異なる組織に造影剤が入るタイミングの異なりにより定量解析に誤差を生じることを回避できる。また、新スキップ領域 K_q には操作者による設定のバラツキが入らないから、この点でも定量解析に誤差を生じることを回避できる。

なお、組織のMR-PWI画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるのが好ましいが、簡易的には新スキップ領域に含まれるMR-PWI画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めてよい。

【0029】

第12の観点では、本発明は、上記構成のCBF定量解析装置において、前記各画素 q について組織濃度 $\Delta R_2 * q(t_1) \sim \Delta R_2 * q(t_n)$ を求める手段は、組織のMR-PWI画像のうちの操作者が設定したスキップ領域に含まれるMR-PWI画像内の複数画素の平均値からベースライン値 S_0 を求め、工コ一時間 T_E としMR-PWI画像内のある画素 q の値を $\theta q(t)$ として仮組織濃度 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t) = -(1/T_E) \cdot \ln(\theta q(t)/S_0)$ を求め、 $P_{re}-\Delta R_2 * q(t)$ が急上昇する前の平坦領域を新スキップ領域とし、組織のMR-PWI画像のうちの画素 q の新スキップ領域に含まれる信号値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求めるか又は新スキップ領域に含まれるMR-PWI画像内の複数画素の平均値から新ベースライン値 $S_0 q$ を求める特徴とするCBF定量解析装置を提供する。

10

20

30

40

50

上記第12の観点によるCBF定量解析装置では、上記第11の観点によるCBF定量解析方法を好適に実施できる。

【0030】

【発明の実施の形態】

以下、図に示す実施形態により本発明をさらに詳しく説明する。なお、これにより本発明が限定されるものではない。

【0031】

図1は、本発明の一実施形態にかかる医用画像診断装置を示すプロック図である。この医用画像診断装置100は、被検体KをスキャンしてMR-PWI画像を撮影するMRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置1と、そのMRI装置1からMR-PWI画像を受け取ってCBF定量解析処理などを行うコンピュータ2と、CRTのような表示装置3と、キーボードやマウスのような操作装置4と、ハードディスクのような記憶装置5とを具備している。

【0032】

図2は、本発明にかかるCBF定量解析方法の処理手順を示すフロー図である。

ステップW1では、造影剤を用いると共にGRE系のEPI法のパルスシーケンスにより撮影した組織のMR-PWI画像G(t1)～G(tn)を得る。MR-PWI画像G(t1)～G(tn)は、例えば1.4秒間隔 ($\Delta t = 1.4$) で連続撮影した85フレーム ($n = 85$) の画像である。

【0033】

ステップW2では、MR-PWI画像G(t1)～G(tn)に平滑処理を施し、ノイズ成分を抑制する。

【0034】

ステップW3では、MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の各画素qについての信号値より組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ を求める。図3に、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ を概念的に示す。

【0035】

ステップW4では、各画素qの組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ のピークの立上り時刻 $t_\alpha q$ のうちで最も早い時刻を開始時刻 t_α とする。また、各画素qの組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ のピークが終わった時刻を終了時刻 $t_e q$ とする。ここで、 $t_1 \leq t_\alpha < t_e q \leq t_n$ である。

なお、各画素qの組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ のピークの立上り時刻 $t_\alpha q$ を各画素qごとの開始時刻としてもよいが、ピークの立上り時刻 $t_\alpha q$ にはほとんど差がないので、処理の簡単化のため、開始時刻 t_α を各画素共通とする。これに対して、各画素qの組織濃度 $\Delta R_2^* q(t1) \sim \Delta R_2^* q(tn)$ のピークが終わった時刻には差があるため、終了時刻は各画素共通とせず、各画素qごとの終了時刻 $t_e q$ とする。

【0036】

ステップW5では、組織濃度 $\Delta R_2^* q(t_\alpha) \sim \Delta R_2^* q(t_e q)$ より組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を得る。図4に、組織濃度行列 $[\Delta R_2^* q]$ を示す。

【0037】

ステップW6では、MR-PWI画像G(t1)～G(tn)の動脈中に操作者が選んだ数点 (=関心領域) の画素であってMR-PWI画像G(t_a)～G(t_eq)についての信号値の平均値を基にして動脈濃度 $C_{aif}(t_a) \sim C_{aif}(t_e q)$ を求め、動脈入力関数AIF (Arterial Input Function) の係数行列 $[A q]$ を得る。図5に、動脈濃度 $C_{aif}(t1) \sim C_{aif}(tn)$ を概念的に示す。また、図6に、係数行列 $[A q]$ を示す。係数行列 $[A q]$ は、 $(t_e q - t_a + 1)$ 次正方行列である。

【0038】

ステップW7では、係数行列 $[A q]$ をSVD (Singular Value Dec 50

composition) 法により特異値分解する。すなわち、 $[A_q] = [U_q] \cdot [S_q] \cdot [V_q]^T$ に分解する。行列 $[U_q]$ は $(t_{e^q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[U_q]^T \cdot [U_q] = [I]$ (n 次単位行列) である。また、行列 $[S_q]$ は $(t_{e^q} - t_\alpha + 1)$ 次対角行列であり、対角要素 $S_1, S_2, \dots, S_{e^q - \alpha + 1}$ は係数行列 $[A_q]$ の特異値 ($[A_q]^T \cdot [A_q]$ の固有値の正平方根) であり、 $S_1 \geq S_2 \geq \dots \geq S_{e^q - \alpha + 1} \geq 0$ である。図 7 に、行列 $[S_q]$ を示す。転置行列 $[V_q]^T$ は $(t_{e^q} - t_\alpha + 1)$ 次正方行列であり、 $[V_q]^T \cdot [V_q] = [V_q] \cdot [V_q]^T = [I]$ である。

【0039】

ステップ W8 では、係数行列 $[A_q]$ の対角要素 $S_1, S_2, \dots, S_{e^q - \alpha + 1}$ の平均値 S_{aveq} と最大値 S_{maxq} を求め、さらに補正パラメータ P_q を算出する。 $P_q = S_{aveq} / S_{maxq}$ である。

10

【0040】

ステップ W9 では、各画素 q のレスポンス関数行列 $[R_q]$ を算出する。すなわち、 $[R_q] = P_q \cdot [A_q]^{-1} \cdot [\Delta R_2 \cdot q]$ である。逆行列 $[A_q]^{-1}$ は、 $[A_q]^{-1} = [V_q] \cdot [S_q]^{-1} \cdot [U_q]^T$ である。逆行列 $[S_q]^{-1}$ は、対角要素 $S_1^{-1}, S_2^{-1}, \dots, S_{e^q - \alpha + 1}^{-1}$ を持つ $(t_{e^q} - t_\alpha + 1)$ 次対角行列である。ただし、 $S_i = 0$ のとき、 $S_i^{-1} = 0$ とする ($i = 1 \sim e^q - \alpha + 1$)。

20

【0041】

ステップ W10 では、各画素 q の脳血流量 CBF_q を算出する。すなわち、 K を補正パラメータ、 $R_q \max$ をレスポンス関数行列 $[R_q]$ の要素の最大値とするととき、 $CBF_q = K \cdot R_q \max$ である。

なお、補正パラメータ K は、例えば太い血管の赤血球容積率を HLV とし、細い血管の赤血球容積率を HSV とし、脳密度を ρ とするととき、 $K = (1 - HLV) / ((1 - HSV) \cdot \rho)$ である。

20

【0042】

ステップ W11 では、各画素 q の脳血液量 CBV_q を算出する。すなわち、 $CBV_q = \int_{t_1}^{t_n} G_q(t_i) dt / \int_{t_1}^{t_n} Caiif_q(t_i) dt, i = 1, 2, \dots, n$ である。

さらに、各画素 q の平均通過時間 MTT_q を算出する。すなわち、 $MTT_q = CBV_q / CBF_q$ である。

30

【0043】

ステップ W12 では、 CBF マップ画像、 MTT マップ画像、 CBV マップ画像を作成し、表示装置 3 に表示する。

【0044】

図 8 は、医用画像診断装置 100 によって求めた健常組織および病変組織の平均 CBF 値、平均 MTT 値、平均 CBV 値を例示する図表である。

健常組織に比べて病変組織では血液が流れにくくなっているが、これは平均 CBF 値の低下と平均 MTT 値の増加とから明確に読みとることが出来る。

40

【0045】

図 9 は、図 2 に示す本発明にかかる CBF 定量解析方法と図 10 に示す従来の CBF 定量解析方法とによって求めた ROI 1～ROI 5 の平均 CBF 値を比較した図表である。

従来例で平均 CBF 値が高い ROI 1～ROI 3 では、実施例では平均 CBF 値が低くなっている。過大評価を防ぐことが出来た。また、従来例で平均 CBF 値が低い ROI 4, ROI 5 では、実施例では平均 CBF 値が高くなっている。過小評価を防ぐことが出来た。

【0046】

図 10 は、本発明にかかる組織濃度算出処理手順を示すフロー図である。

ステップ V1 では、組織の MR-PWI 画像内の複数画素（例えば全脳の画素）の平均信号強度 S_{av} (t) を得る。図 11 に、平均信号強度 S_{av} (t) を例示する。

50

ステップV2では、図11に示すように、平均信号強度 $S_{\alpha V}(t)$ の造影剤が入る前と思われる領域を操作者がスキップ領域Kとして設定する。

ステップV3では、図11に示すように、スキップ領域Kに含まれる平均信号強度 $S_{\alpha V}(t)$ の平均値をベースライン値 S_0 とする。図11に、ベースライン値 S_0 を例示する。

ステップV4では、エコー時間をTEとし、MR-PWI画像内のある画素qの値を $\gamma q(t)$ とするととき、次式により画素qの仮組織濃度 $P_{re-\Delta R_2} * q(t)$ を求める。

$$P_{re-\Delta R_2} * q(t) = - (1/TE) \cdot \ln(\gamma q(t)/S_0)$$

図12に、画素qの仮組織濃度 $P_{re-\Delta R_2} * q(t)$ を例示する。

【0047】

ステップV5では、図12に示すように、画素qの仮組織濃度 $P_{re-\Delta R_2} * q(t)$ が急上昇する前の平坦領域を画素qの新スキップ領域K_qとする。

ステップV6では、図13に示すように、組織のMR-PWI画像のうちの画素qの新スキップ領域K_qに含まれる信号値 $S_q(t)$ の平均値を新ベースライン値 $S_0 q$ とするか又は画素qの新スキップ領域K_qに含まれる平均信号強度 $S_{\alpha V}(t)$ の平均値を画素qの新ベースライン値 $S_0 q$ とする。

ステップV7では、次式により画素qの組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を求める。

$$\Delta R_2 * q(t) = - (1/TE) \cdot \ln(\gamma q(t)/S_0 q)$$

図14に、画素qの組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を例示する。この画素qの組織濃度 $\Delta R_2 * q(t)$ を概念的に表した図が、図3である。

【0048】

-他の実施形態-

- (1) MR-PWI画像G(t1)～G(tn)に対する平滑処理を省略してもよい。
- (2) 組織濃度 $\Delta R_2 * q$ を求める際に何らかの補正処理を加えてもよい。
- (3) 本明細書で採用したCBF等の計算方法はOsterkamp等の研究グループが提案したものであるが、これに限定されず、例えばRemmPの研究グループが提案した計算方法に対しても本発明を適用しうる。

【0049】

【発明の効果】

本発明のCBF定量解析方法および装置によれば、ある画素qの脳血流量CBF_qを算出するのに、当該画素qにおける造影剤の影響が消失する時刻より後のMR-PWI画像は用いないから、余分の期間の信号の影響が入らず、CBF定量値が正確になり、CBF定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来る。

【0050】

さらに、画素qごとに異なる補正パラメータP_qを用いるから、画素間の組織の差を補うことが出来る。よって、CBF定量値が正確になり、CBF定量値の過大評価および過小評価を防ぐことが出来る。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施形態にかかる医用画像診断装置のプロック図である。

【図2】本発明の一実施形態にかかるCBF定量解析処理の手順を示すフロー図である。

40

【図3】組織濃度の時間変化を示す概念図である。

【図4】組織濃度行列の例示図である。

【図5】血管濃度の時間変化を示す概念図である。

【図6】係数行列の例示図である。

【図7】特異値を対角要素とする行列の例示図である。

【図8】本発明により求めた健常組織と病変組織の平均CBF値等を示す例示図である。

【図9】本発明により求めた平均CBF値と従来方法により求めた平均CBF値を比較した図表である。

【図10】本発明の一実施形態にかかる組織濃度算出処理の手順を示すフロー図である。

【図11】平均信号強度の時間変化、スキップ領域およびベースライン値を示す概念図である。

50

ある。

【図12】仮組織濃度の時間変化を示す概念図である。

【図13】平均信号強度の時間変化、新スキップ領域および新ベースライン値を示す概念図である。

【図14】組織濃度の時間変化を示す概念図である。

【図15】従来のCBF定量解析処理の手順を示すフロー図である。

【図16】組織濃度の時間変化を示す概念図である。

【図17】従来の組織濃度行列の例示図である。

【図18】血管濃度の時間変化を示す概念図である。

【図19】従来の係数行列の例示図である。

10

【図20】特異値を対角要素とする行列の例示図である。

【図21】従来の組織濃度算出処理の手順を示すフロー図である。

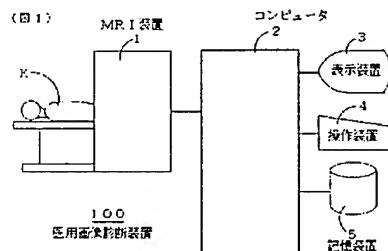
【図22】平均信号強度の時間変化、スキップ領域およびベースライン値を示す概念図である。

【図23】組織濃度の時間変化を示す概念図である。

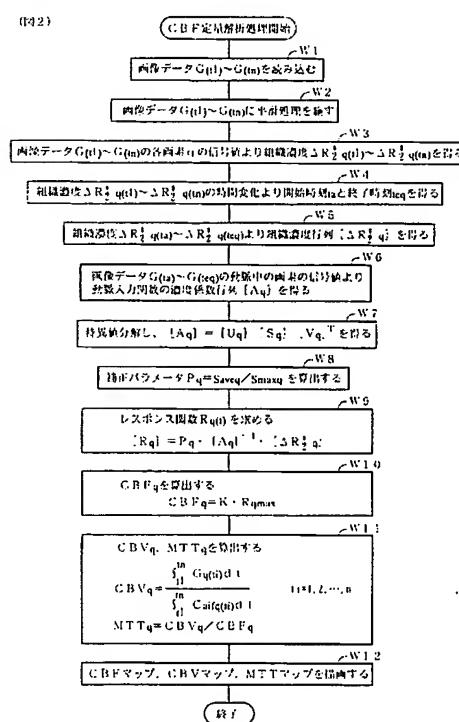
【符号の説明】

- | | |
|-----|----------|
| 1 | MR I 装置 |
| 2 | コンピュータ |
| 100 | 医用画像診断装置 |

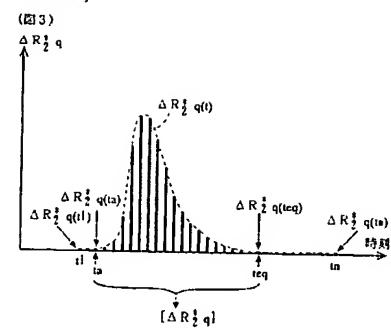
【図1】



【図2】



【図3】

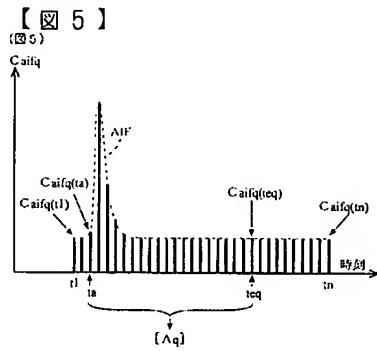


【図4】

(図4)

$$\{\Delta R_2^1 q\} = \begin{bmatrix} \Delta R_2^1 q(t_1) \\ \Delta R_2^1 q(t_2) \\ \dots \\ \Delta R_2^1 q(t_5) \end{bmatrix}$$

【図5】



【図6】

(図6)

$$\{\Delta q\} = \begin{bmatrix} Cai/q(t_1) & 0 & \dots & 0 \\ Cai/q(t_2) & Cai/q(t_1) & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ Cai/q(t_5) & Cai/q(t_4) & \dots & Cai/q(t_1) \end{bmatrix}$$

【図7】

(図7)

$$\{S_q\} = \begin{bmatrix} S_1 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & S_2 & \dots & \dots \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \dots & S_{(q+1)} \end{bmatrix}$$

【図8】

(図8)

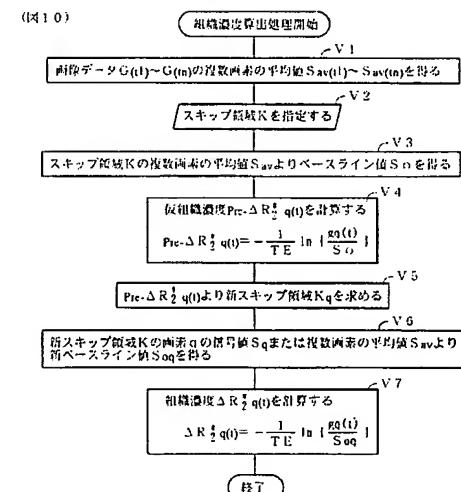
	白質	白質
健常組織	病変組織	
平均CBF値 (ml/100g/min)	27.3	12.33
平均MTT値 (sec)	14.24	20.02
平均CBV値 (ml/100g)	6.35	3.83

【図9】

(図9)

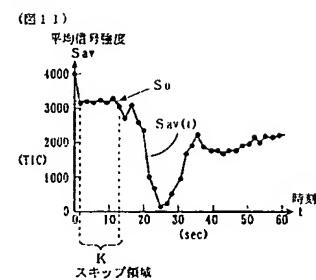
平均CBF値 (ml/100g/min)					
灰白質	灰白質	灰白質	白質	白質	
ROI1	ROI2	ROI3	ROI4	ROI5	
実験的	80.95	65.31	105.34	24.03	30.47
従来的	98.78	98.78	127.88	21.22	27.85

【図10】

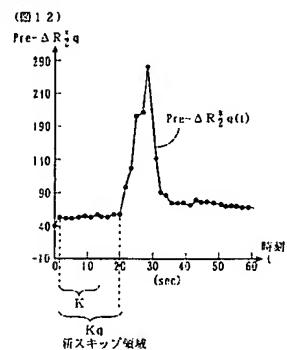


BEST AVAILABLE COPY

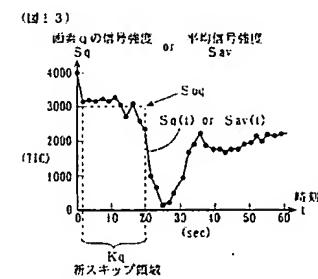
【図11】



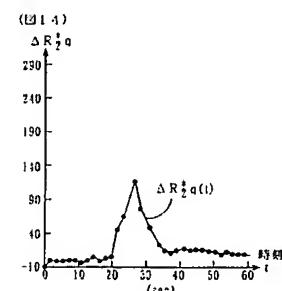
【図12】



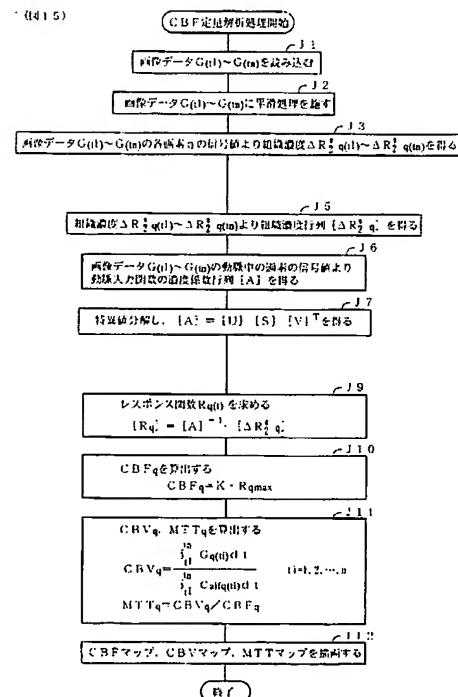
【図13】



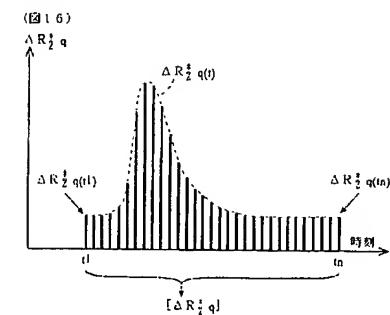
【図14】



【図15】



【図16】



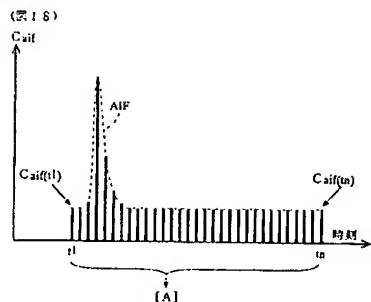
【図17】

(図17)

$$\begin{bmatrix} \Delta R_{2/3}^q(t) \\ \Delta R_{2/3}^q(t') \\ \vdots \\ \Delta R_{2/3}^q(n) \end{bmatrix}$$

BEST AVAILABLE COPY

【図 1 8】



【図 1 9】

(図 1 9)

$$\{A\} = \begin{bmatrix} C_{alf}(1) & 0 & \cdots & 0 \\ C_{alf}(2) & C_{alf}(1) & \cdots & \cdots \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ C_{alf}(n) & C_{alf}(n-1) & \cdots & C_{alf}(1) \end{bmatrix}$$

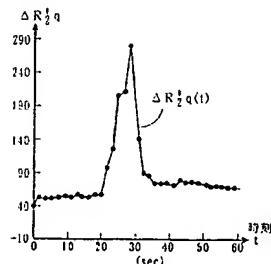
【図 2 0】

(図 2 0)

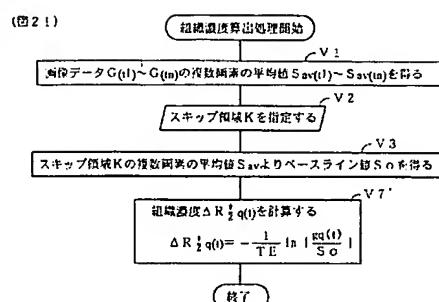
$$\{S\} = \begin{bmatrix} S_1 & 0 & \cdots & 0 \\ 0 & S_2 & \cdots & \cdots \\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots \\ 0 & 0 & \cdots & S_n \end{bmatrix}$$

【図 2 8】

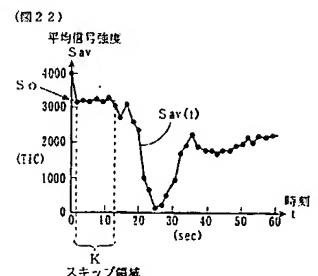
(図 2 8)



【図 2 1】



【図 2 2】



BEST AVAILABLE COPY

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C096 AA11 AA17 AA20 AB50 AC01 AD14 AD25 BA42 DA04 DC09
DC18 DC21 DC25 DC28 DC33 DC36 DE02 FC14